

# ULTRASONIC BLOOD VESSEL MEASURING DEVICE

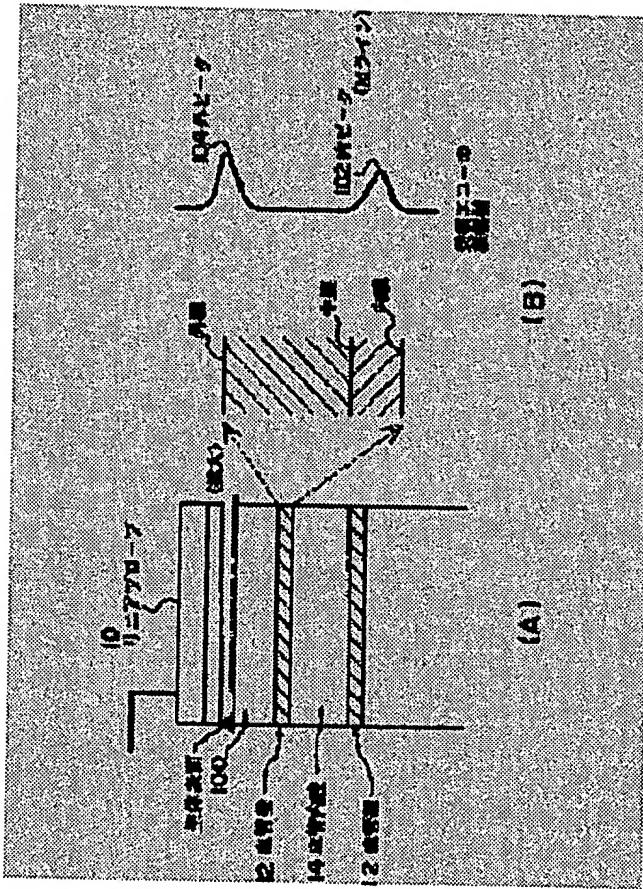
BEST AVAILABLE COPY

Patent number: JP2000271117  
Publication date: 2000-10-03  
Inventor: OKADA TAKASHI; HARADA TAKEMITSU  
Applicant: ALOKA CO LTD  
Classification:  
- International: A61B8/00  
- European:  
Application number: JP19990081348 19990325  
Priority number(s): JP19990081348 19990325

[Report a data error here](#)

## Abstract of JP2000271117

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To improve the accuracy of a blood vessel measuring device utilizing ultrasonic waves for specifying a blood vessel. **SOLUTION:** Scanning of ultrasonic beams is made by a linear probe 10, and the region of interest is set to include a blood vessel. Peak search is made from the center of the lumen to the wall of the blood vessel on the ultrasonic beams passing the region of interest. An inner peak 102 and outer peak 104 reflecting the inner structure of the wall of the blood vessel are detected, and various data of the blood vessel such as the displacement, diameter, thickness of the wall, etc., are measured based on the detected peaks specific to the vessel.



Data supplied from the [esp@cenet](mailto:esp@cenet) database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-271117

(P2000-271117A)

(49)公開日 平成12年10月3日(2000.10.3)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

テ-マコト<sup>®</sup>(参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数8 OL (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平11-81348

(22)出願日 平成11年3月25日(1999.3.25)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ  
株式会社内

(72)発明者 原田 烈光

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ  
株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

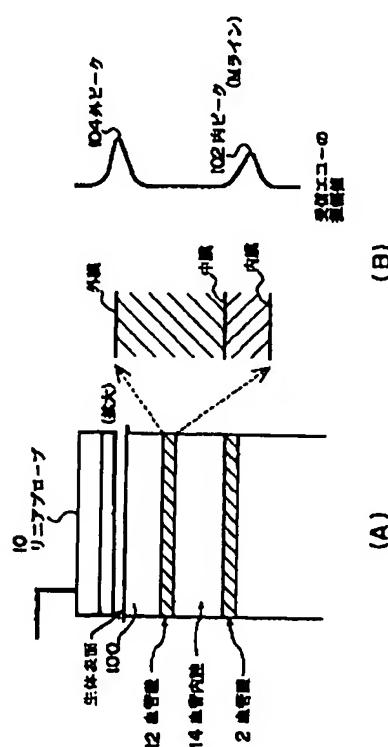
Fターム(参考) 4C301 AA02 EE11 JB21 JB23 JB50  
KK30

(54)【発明の名称】 超音波血管計測装置

(57)【要約】

【課題】 超音波を利用して血管の計測を行う場合に血管の特定精度を高める。

【解決手段】 リニアプローブ10によって超音波ビームの走査が行われ、血管を含むように関心領域を設定する。その関心領域を通過する超音波ビーム上において、血管内腔の中心から血管壁側にかけてピーク探索が行われる。血管壁の内部構造を反映した内ピーク102及び外ピーク104が検出され、それらの固有ピークを利用して血管変位、血管径、血管壁の厚さなどの各種の計測を行う。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波の送受波により、血管を含む取込領域内でエコーデータを取得する送受波手段と、前記送受波手段からのエコーデータに基づき、血管の壁構造を反映した固有ピークを探索する固有ピーク探索手段と、前記固有ピークを利用して当該血管に関する所定演算を行う演算手段と、を含むことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記固有ピーク探索手段は、血管内部の基準点から血管壁側へ超音波ビーム上に沿って探索を行い、最初のピーク及び2番目のピークの内の少なくとも1つを固有ピークとして特定することを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項3】 請求項2記載の装置において、前記取込領域内において関心領域を設定するための関心領域設定手段を含み、前記ピーク探索手段は、前記関心領域の中心を前記基準点として固有ピークの探索を行うことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項4】 請求項1記載の装置において、複数の超音波ビーム上で固有ピークが判定され、それらの固有ピークの深さの平均値を演算する平均化手段が設けられたことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項5】 請求項1記載の装置において、前記固有ピークを利用して血管壁の変位を演算する変位演算手段を含むことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項6】 請求項1記載の装置において、超音波ビーム上における血管の前壁及び後壁の固有ピークを利用して血管径を演算する血管径演算手段を含むことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項7】 請求項1記載の装置において、血管の壁構造を反映した複数の固有ピークを利用して血管壁の厚さを演算する厚さ演算手段を含むことを特徴とする超音波血管計測装置。

【請求項8】 請求項1記載の装置において、前記取込領域内に関心領域を設定するための関心領域設定手段と、

前記関心領域内でエコーデータの平滑化を行う平滑化手段と、を含み、

前記平滑化後の前記関心領域内のエコーデータに基づいて前記固有ピークの探索が行われることを特徴とする超音波血管計測装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波血管計測装置に関し、特に超音波の送受波を利用して生体内部の血管に関する各種の計測を実現できる装置に関する。

## 【0002】

【從来の技術及びその課題】從来、血管の直径や拍動に伴う変位を計測する場合には、オフライン処理の状態で、超音波画像上において血管壁の位置を手動で指定する必要があった。すなわち、直径の計測の場合には、血管壁の両端が指定され、その間の距離が演算されていた。また、血管の変位を計測する場合、各フレームごとに血管壁の位置が座標指定され、各座標の変化を演算することが行われていた。

【0003】また、血管壁の血管の変位を追従する自動トラッキングを行う装置もあったが、その場合における最初の血管壁の位置の指定はやはり手動で行う必要があった。このような操作によると、検査者間における血管壁の定義の相違から誤差が生じる可能性がある。また、手動による操作は煩雑であり、また検査時間がかかるという問題がある。なお、從来の組織変位計測装置においては、フレーム間において、指定された位置の受信信号の位相差から変位を演算することが行われている。

【0004】本発明は、上記從来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、血管計測を精度良く行えるようすることにある。

【0005】本発明の他の目的は、検査者の操作の煩雑さを解消し、検査時間を短縮することにある。

【0006】本発明の他の目的は、血管変位、血管径、血管壁の厚さといった血管に関する各種の計測を簡便に行えるようにすることにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により、血管を含む取込領域内でエコーデータを取得する送受波手段と、前記送受波手段からのエコーデータに基づき、血管の壁構造を反映した固有ピークを探索する固有ピーク探索手段と、前記固有ピークを利用して当該血管に関する所定演算を行う演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】上記構成によれば、血管の壁構造を反映した單一又は複数の固有ピークが特定され、その固有ピークを利用して、血管変位、血管径、血管壁の厚さなどの各種の計測が行われる。固有ピークは血管の壁構造に従った固有のもので、それを観測すれば計測の再現性や客観性が高まるため、計測精度の向上が可能である。

【0009】望ましくは、前記固有ピーク探索手段は、血管内部の基準点から血管壁側へ超音波ビーム上に沿って探索を行い、最初のピーク及び2番目のピークの内の少なくとも1つを固有ピークとして特定する。血管周囲には他の臓器などが存在し、それが固有ピークの判定に悪影響を与えることもある。そこで本発明では、血液が流れる血管内部に探索の基準点を設定し、その点から血管壁方向へ探索を行って、固有ピークの判定精度を高めている。固有ピークの探索は超音波ビームに沿って行い、すなわち時系列順で入力されるエコーデータ列を対

象として探索を行う。もちろん、超音波ビームの方向が血管軸に対して平行に近いような場合には、探索方向を所望の方向に切り換えるてもよい。この場合、エコーデータをいったんフレームメモリに格納し、所望の方向に沿ってエコーデータを順次読み出すようにすればよい。

【0010】望ましくは、前記取込領域内において閑心領域を設定するための閑心領域設定手段を含み、前記ピーク探索手段は、前記閑心領域の中心を前記基準点として固有ピークの探索を行う。閑心領域は一般に手動で設定されるが、自動設定されるようにしてもよい。その閑心領域は探索範囲の外延を定めるものとしても機能する。

【0011】望ましくは、複数の超音波ビーム上で固有ピークが判定され、それらの固有ピークの深さの平均値を演算する平均化手段が設けられる。平均化を行えば、固有ピークの位置の特定精度をより向上できる。この場合、閑心領域内に血管の屈曲部が設定されないように当該閑心領域を設定するのが望ましい。

【0012】望ましくは、前記固有ピークを利用して血管壁の変位を演算する変位演算手段を含む。また望ましくは、超音波ビーム上における血管の前壁及び後壁の固有ピークを利用して血管径を演算する血管径演算手段を含む。また望ましくは、血管の壁構造を反映した複数の固有ピークを利用して血管壁の厚さを演算する厚さ演算手段を含む。固有ピークによって血管壁を代表する計測点の特定精度を高めることができるので、各種の演算精度を高められる。

【0013】望ましくは、前記取込領域内に閑心領域を設定するための閑心領域設定手段と、前記閑心領域内でエコーデータの平滑化を行う平滑化手段と、を含み、前記平滑化後の前記閑心領域内のエコーデータに基づいて前記固有ピークの探索が行われる。このような平滑化によればノイズなどの影響を排除して計測精度を高められる。

#### 【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0015】図1には、本発明の原理を示す。図1(A)において、超音波探触子としてのリニアプローブ10は生体表面に当接して用いられ、そのリニアプローブ10において超音波ビームが直線的に走査される。これにより、周知のようにエコーデータの2次元の取込領域100が形成される。この取込領域100は走査面を構成するものである。もちろん、リニアプローブ10に代えてセクタプローブやコンベックスプローブなどを利用した場合には、それに対応した取込領域100が形成される。

【0016】そのような超音波ビームを走査する場合、血管が取込領域内に含まれるようにプローブの向きを設定する。図1に示す例では、血管の断面が超音波画像内

に含まれている。血管壁12の内部である血管内腔14には血液が流れている。

【0017】ここで、図1(B)に示すように、血管壁12のうちの前壁又は後壁のいずれか一方を拡大してその構造に着目すると、血管壁12は外膜、中膜及び内膜の3層構造を有することが知られている。すなわち、血管壁12は一様なあるいは均質な組織ではなく、複数の層からなっている。このような血管壁12を超音波が透過した場合、その受信エコーは血管内腔14側に、内膜及び中膜の両者の作用による内ピーク102が認められ、また外膜の位置に外ピーク104が認められる。ここで、内ピーク102はMラインと称される場合もある。

【0018】本実施形態においては、図1(B)に示される血管壁の内部構造を反映した内ピーク102(あるいは外ピーク104)を固有ピークとして利用し、その固有ピークによって血管壁12の位置を特定し、それを利用して各種の計測を実現するものである。ここにおいて、血管周囲には他の臓器が存在し、血管を外部から血管内部へピーク探索を行うと、他の臓器によるエコーピークを検出してしまった可能性がある。そこで、後述のように、本実施形態では血管内部からその血管壁側へ固有ピークの探索を行うようしている。具体的には、血管内部から探索を行って最初に認められるピークを内ピーク102として特定し、例えばそれをを利用して血管壁の変位や血管の直径等の計測が行われている。

【0019】図2には、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成をブロック図として示す。

【0020】リニアプローブ10は、上述したように、超音波ビームの走査を行って、エコーデータを取り込むものである。もちろん、そのリニアプローブ10に代えて各種の超音波探触子を利用可能である。場合によっては三次元エコーデータ取込用超音波探触子を利用してもよい。血管に対して交差する方向から少なくとも一本の超音波ビームを形成できる限りにおいて各種の超音波探触子を利用できる。

【0021】送受信器16は、リニアプローブ10に対して送信信号を供給するとともに、リニアプローブ10から出力される受信信号に対して増幅や整相加算などの各種の処理を行っている。この送受信器16により送信ビーム及び受信ビームが形成される。送受信器16から出力される受信信号(RF信号)は増幅器18において増幅された後、組織変位計測器20に入力される。この組織変位計測器20は、固有ピークに基づく特定の計測点のエコーデータを利用して血管の変位を演算するものである。具体的にはフレーム間において、計測点に相当する信号の位相差を演算している。本実施形態においては、組織変位計測器20が組織変位の他に、血管の直径の演算、その変位の演算、血管壁の厚みの演算などを行っている。それらの演算結果は表示器22に送られ所定

の表示がなされる。もちろん、その表示器22にはBモード画像などの2次元断層画像も表示される。そのような画像表示上において後述するROI（関心領域）の設定が行われる。なお、図2においてはBモード画像を形成するための回路構成については図示省略されている。

【0022】検波器24はRF信号に対する検波を行うものであり、振幅演算器26は検波後の受信信号に基づいてその振幅を演算する回路である。例えば絶対値演算などを行うことによって振幅が演算される。

【0023】ROI設定器30は、後に図3で示すように血管の前壁及び後壁の両者を包含するようあるいは一方を包含するように関心領域を設定するための回路である。これは例えばトラックボールやキーボードなどで構成される。

【0024】計測点検出器28は、超音波ビーム上において固有ピークとしての例えば内ピーク102（図1参照）を探査し、その固有ピークに基づいて計測点の座標を演算する回路である。この場合、計測点としては例えば血管壁12の内側表面あるいは外側表面の位置が利用される。例えば、Mラインとしての内ピーク102から血管内腔側に所定の距離だけ離れた位置を計測点とみなしてもよい。もちろん、計測点検出器28は、血管径などの演算を行う場合には前壁及び後壁の両者について計測点の演算を行っている。

【0025】図3には、関心領域（ROI）の設定方法を示す。図示するように取込領域100に相当する2次元断層画像上において血管の前壁及び後壁の両者または一方を含むように、また望ましくは血管と直交する方向を長手方向としてROIが設定される。これは一般的には手動で設定するがそれを自動化してもよい。このROIは探索の基準点を定めるとともに探索の外延を定めるものである。ROIは複数の超音波ビームを含むように設定するが、必要に応じて1本のみの超音波ビームを含むようにライン状に設定してもよい。

【0026】図4には、図2に示した計測点検出器28の具体的な構成例を示す。図4において、ピーク検出器32は、後に図5を用いて説明するように、基準点から順次ピークの探索を行って図1に示した内ピーク102、外ピーク104を検出する回路である。例えばエコーデータの振幅を一定のしきい値と比較することなどによってピーク検出が行われる。内ピーク102のみを利用して計測点の特定することも可能であり、外ピーク104については必ずしも検出する必要はない。

【0027】計測点設定器30は、検出された固有ピークとしての例えば内ピーク102に基づいて血管の変位、厚み、直径などを演算する際の基準となる計測点を特定するための回路である。具体的には例えば内ピーク102から血管の内側に所定距離離れた位置をあるいは内ピーク102の位置そのものを計測点として特定する。この計測点の座標は組織変位計測器20に出力さ

れ、組織変位計測器20は計測点の座標で特定されるRF信号の位相を各フレームごとに比較することにより血管壁の変位を検出している。もちろん、その組織変位の他に上述した各種の演算を行うことが可能である。

【0028】図5には、ピーク探索の原理を示す。ROIの中心として探索の基準点Pが設定される。その基準点Pを通る超音波ビームBが特定され、その超音波ビームBに沿って基準点Pから一方向あるいは両方向にピーク探索を実行する。ここで、ROIの縁までピーク探索を行なってもピークが検出されていない場合にはエラーが判定される。

【0029】図6には、上述した計測点の決定に関わる各処理工程をフローチャートとして示す。S101では、図3に示されたように取込領域100内においてROIが設定され、その中心が血管内腔中心すなわち基準点Pとして設定される。S102では、その血管内腔中心を含む超音波ビームBが選択される。

【0030】そして、S103では、血管内腔中心を起点として、超音波ビーム上に沿ってピーク探索を実行する。そして、S104では、1番目の内ピークがMラインとして特定され、2番目の外ピークが外膜の位置として特定される。S105では、このように特定された2つのピークあるいは1つのピークに基づいて計測点を決定する。もちろん、計測点としていずれかのピークそのものを利用してもよい。

【0031】図7には図1に示した計測点検出器28の他の構成例を示す。

【0032】平滑化処理器40は、ウインドウ設定器42によって設定される所定の小さなウインドウ内において逐次的に平滑化処理を実行する回路である。すなわちROI内においてウインドウを走査し、各走査位置において平滑化を実行することによりROI内のエコーデータが平滑化される。そして、ピーク検出器32はROI内を通過する各超音波ビーム上においてピーク検出を行っている。更に平均化演算器44は各超音波ビーム上におけるピークを平均化することにより深さ方向における固有ピークの座標の平均値を演算している。そして、計測点設定器30はこのように平均化された固有ピークの深さ座標に基づいて計測点の深さ座標が特定されている。このように演算された深さ座標は組織変位計測器20に出力され、超音波ビーム上における当該深さ位置のエコーデータを利用することにより組織変位が演算される。

【0033】図8には、図7に示した構成における処理工程をフローチャートとして示す。S201では、ROI内における振幅値分布すなわち複数のエコーデータがn×mピクセルからなるウインドウを利用して空間的に平滑化される。S202では、ROIを深さ方向の中心部が血管内腔中心部として設定される。S203では変数iに0が代入される。

【0034】S204では、ROI内の*i*番目の受信ビームが選択され、S205では上述の方法と同様に血管内腔中心を起点として当該受信ビーム上において固有ピークが探索される。

【0035】S206では、当該超音波ビーム上における第1番目の内ビーグがMラインとして特定され、第2番目の外ビーグが外膜の位置として特定される。S207では変数*i*がひとつインクリメントされる。

【0036】S208では、ROI内を通過するビーム本数から1を減算した値が*i*以下になったか否かが判断され、すなわちROI内を通過する全ての受信ビーム上において固有ピークの探索が行われたか否かが判断される。S209では、各ビームのMラインと外膜の位置についてそれぞれ平均値が求められ、S210においてはそのいずれかの平均値を利用して計測点を決定する。

【0037】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管計測の操作を簡便に、また精度良く行うことができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の原理を説明するための説明図である。

【図2】 本発明に係る超音波診断装置のブロック図である。

【図3】 関心領域の設定を示す説明図である。

【図4】 計測点検出器の第一例を示す図である。

【図5】 ピーク検出を説明するための説明図である。

【図6】 計測点検出における各工程を示すフローチャートである。

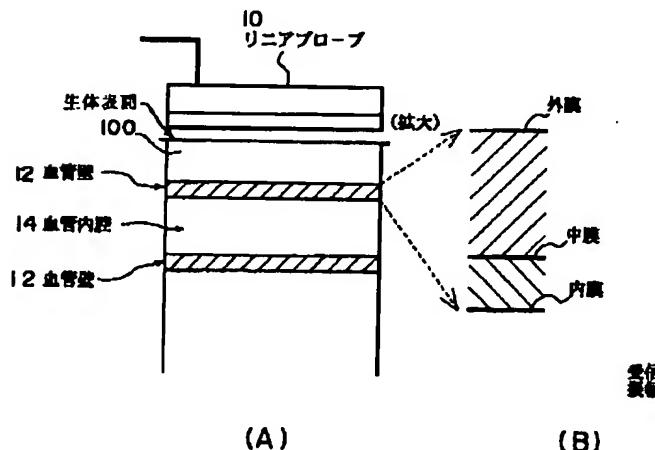
【図7】 計測点検出器の第二例を示すブロック図である。

【図8】 計測点検出における各工程を示すフローチャートである。

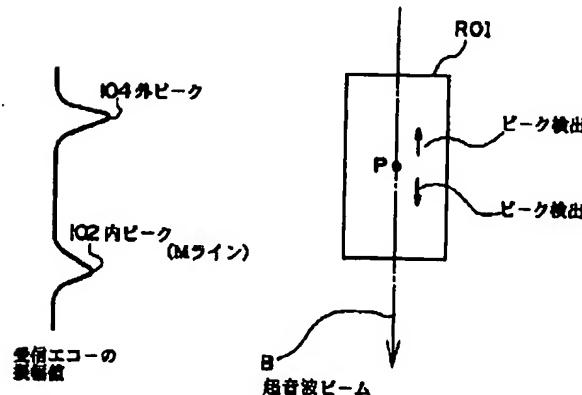
#### 【符号の説明】

10 リニアプローブ、12 血管壁、14 血管内腔、16 送受信器、18 増幅器、20 組織変位計測器、22 表示器、24 検波器、26 振幅演算器、28 計測点検出器、100 取込領域。

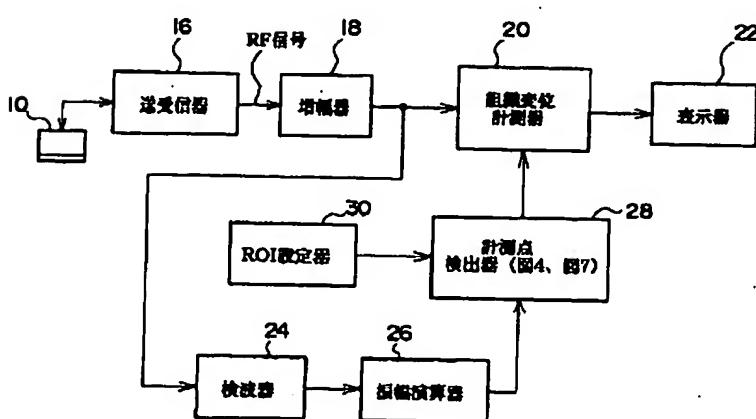
【図1】



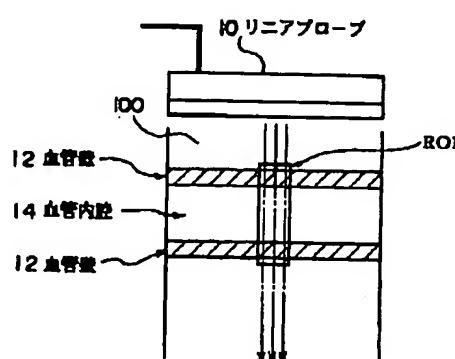
【図5】



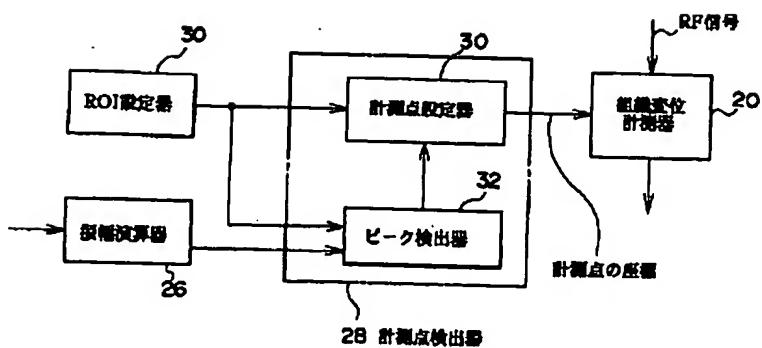
【図2】



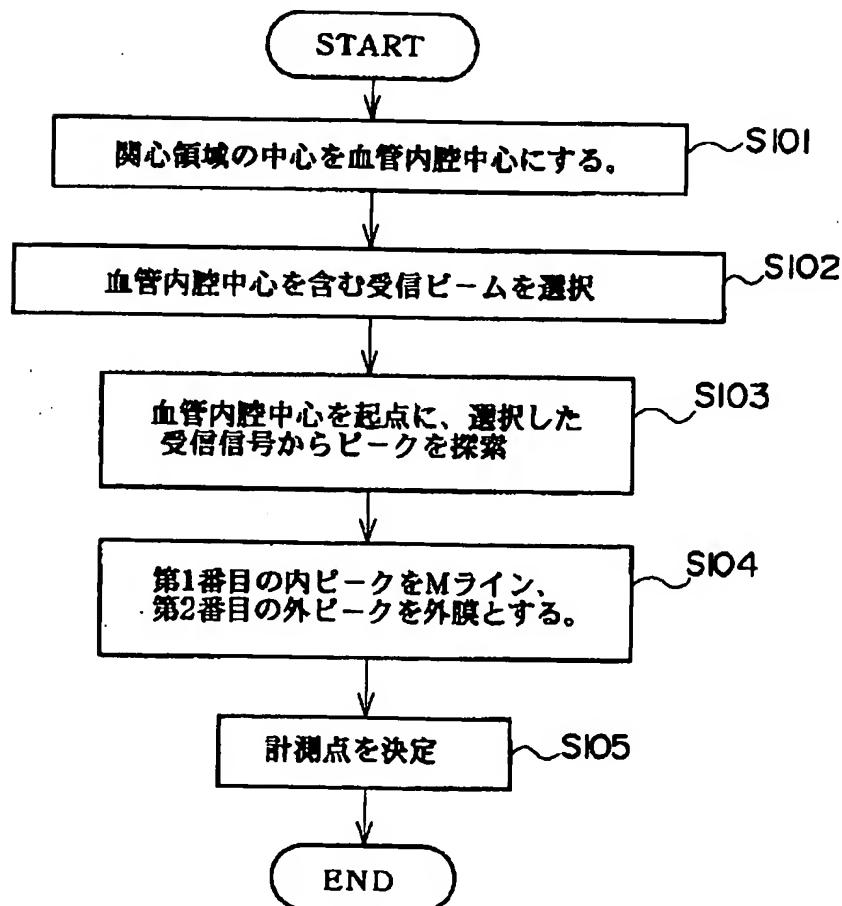
【図3】



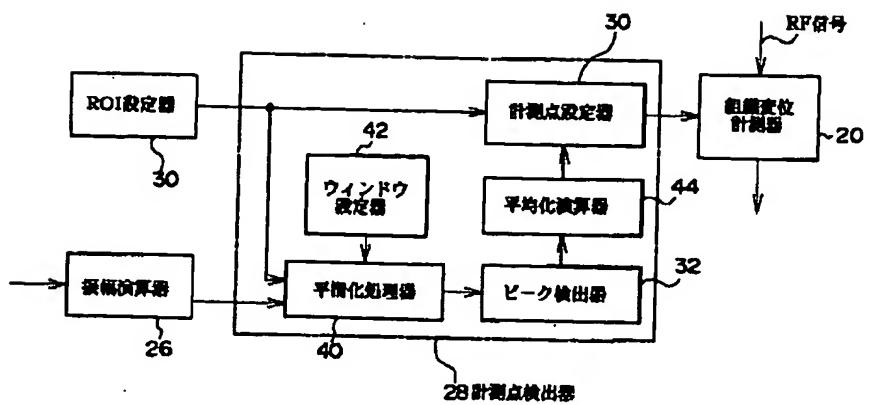
【図4】



【図6】



【図7】



【図8】

